

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number :  
10-075953

(43) Date of publication of application :  
24.03.1998

(51) Int.C1.  
A61B 8/00

G01N 29/24

H04R 17/00

(21) Application number :  
08-234087

(71) Applicant :  
ALOKA CO LTD

(22) Date of filing :  
04.09.1996

(72) Inventor :  
TABUCHI YUKITO  
SATO SHOHEI  
KATSURA HIDEJI

(54) ULTRASONIC PROBE

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To decrease the quantity of heat transmitted from the heating element of an ultrasonic probe to a body surface.

SOLUTION: At least one of the acoustic matching layers disposed between a piezoelectric vibrator 10 and the surface of the living body 200 is formed of the low-thermal conductivity acoustic matching layer 140 consisting of a material having good low thermal conductivity. The low-thermal conductivity acoustic matching layer 140 is formed by incorporating and dispersing low- thermal conductivity particulates consisting of a material having low thermal conductivity, such as silicone, into a base material consisting of an epoxy resin, etc.

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3. In the drawings, any words are not translated.

CLAIMS

[Claim(s)]

[Claim 1] An ultrasound probe making one side of at least one layer of said sound matching layer into a low-fever conductivity sound matching layer in an ultrasound probe characterized by comprising the following.

A piezoelectric transducer.

They are a wrap monolayer or a sound matching layer of two or more layers about this piezoelectric transducer.

[Claim 2] An ultrasound probe which is the ultrasound probe according to claim 1 and by which it is containing [ said low-fever conductivity sound matching layer ]-substrate and filler of low-fever conductivity construction material distributed by this substrate characterized.

[Claim 3] An ultrasound probe, wherein it is the ultrasound probe according to claim 2 and said fillers are particles which consist of low-fever conductivity construction material.

[Claim 4] An ultrasound probe characterized by said particles being hollow particles in the ultrasound probe according to claim 3.

[Claim 5] An ultrasound probe, wherein it is the ultrasound probe according to claim 2 and said filler is a microfilament which consists of low-fever conductivity construction material.

[Claim 6] An ultrasound probe, wherein it is the ultrasound probe according to claim 2 and said filler is sheet metal which consists of low-fever conductivity construction material.

[Claim 7] An ultrasound probe by which said low-fever conductivity sound matching layer forms much micropores in a substrate of predetermined construction material, and it is thus characterized in the ultrasound probe according to claim 1.

[Claim 8] An ultrasound probe, wherein said low-fever conductivity sound matching layer consists of a substrate of fizz in the ultrasound probe according to claim 1.

[Claim 9] An ultrasound probe making it small to such an extent that influence of attenuation according to a size about a radial direction of an ultrasonic wave of air bubbles of said filler, said micropore, or said fizz substrate to dispersion can be disregarded in the ultrasound probe according to any one of claims 2 to 8.

[Claim 10] An ultrasound probe making small distribution density of air bubbles of said filler, said micropore, or said fizz substrate in said low-fever conductivity sound matching layer as said piezoelectric transducer side in the ultrasound probe according to any one of claims 2 to 9.

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3. In the drawings, any words are not translated.

#### DETAILED DESCRIPTION

##### [Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the ultrasound probe used for medical-ultrasonic-waves diagnostic equipment.

[0002]

[Description of the Prior Art] An ultrasound probe is an ultrasonic signal or its device which changes an ultrasonic signal into an electrical signal conversely about an electrical signal using an electroacoustic transduction operation of a piezoelectric transducer.

[0003] In this conversion, since a part of energy of a signal changes to thermal energy within an ultrasound probe, when working a probe, generation of heat is produced inevitably. As an exothermic part within a probe, there are a built-in electric circuit for a piezoelectric transducer, back material, an acoustic lens, and a transmission-and-reception wave, etc. In a piezoelectric transducer, generation of heat arises by the loss by dielectric loss and the machinery Q being low, and generation of heat is produced by the loss by ultrasonic absorption in back material or an acoustic lens. In a built-in electric circuit, generation of heat is produced by the loss in each element which constitutes a circuit, etc.

[0004] On the other hand, in order to use an ultrasound probe in contact with a living body's body surface, severe restriction is imposed on the rise in heat of the body surface contact surface of an ultrasound probe by the safety standards, such as JIS, and the device for fulfilling such a standard is conventionally made by the ultrasound probe.

[0005] Drawing 9, drawing 10, and drawing 11 show the internal structure of the

conventional ultrasound probe, respectively. In order to give a focal effect to an ultrasonic beam, a method different, respectively is used for each ultrasound probe of drawing 9 - drawing 11.

[0006]First, in the ultrasound probe of drawing 9, the focal effect is given to the ultrasonic beam by forming the acoustic lens 16. In drawing 9, the piezoelectric transducer 10 is being fixed on the back support material 12 in the probe case 20. The back support material [ of the piezoelectric transducer 10 ] 12 and opposite hand, i.e., body surface contact surface, side is covered by the sound matching layer 14 for aiming at consistency of acoustic impedance with a living body. As a material of the sound matching layer 14, the epoxy resin etc. in which the value of acoustic impedance turns into an interim value of a piezoelectric transducer and a living body are used. In order to change gradually the acoustic impedance from the piezoelectric transducer 10 to a living body little by little, the sound matching layer 14 is constituted from this example by the two layers 14a and 14b which consist of materials in which acoustic impedance differs mutually.

[0007]The acoustic lens 16 for carrying out the focus of the ultrasonic beam is formed in the body surface contact surface side of the sound matching layer 14. And the built-in electronic circuit 18 which is electrically connected with the piezoelectric transducer 10 and performs transmit/receive control etc. is established in the piezoelectric transducer 10 and opposite hand of the back support material 12. This built-in electronic circuit 18 is connected to the main part of ultrasonic diagnostic equipment by the cable 24.

[0008]And in this ultrasound probe, by arranging the thermally conductive good heat transfer member 22 near the piezoelectric transducer 10 or the heating element of built-in electronic circuit 18 grade, the generated heat is quickly exhausted to the probe exterior via the heat transfer member 22, and the heat which gets across to the body surface contact surface side is lessened as much as possible.

[0009]The ultrasound probe of drawing 10 carries out the focus of the ultrasonic beam by making shape of piezoelectric transducer 10 grade into concave shape. That is, in the composition of drawing 10, the focal effect has been acquired not using the acoustic lens by making the piezoelectric transducer 10 and the sound matching layer 14 into a concave configuration. Other composition of drawing 10 is the same as the composition of drawing 9. When an acoustic lens is provided like drawing 9, a possibility of becoming what cannot disregard attenuation by an acoustic lens if the frequency of the ultrasonic wave to be used becomes high, and becoming the shortage of sensitivity also comes out. For this reason, composition without an acoustic lens like drawing 10 may be adopted as the ultrasound probe using the ultrasonic wave of high frequency.

[0010]The piezoelectric transducer 10 is divided into two or more vibration elements by the separating wall 26 in the ultrasound probe of drawing 11. The composition of drawing 11 carries out the focus of the ultrasonic beam by controlling the phase of the electrical signal of each vibration element at the time of transmission and reception. In this composition, the sound matching layer 14 is also divided into plurality according to the piezoelectric transducer 10. In the composition of drawing 11, since the focus of what becomes complicated is made variable as for a control mechanism, resolution good till a place distant from the place near a body surface is obtained.

[0011]The method of also exhausting the composition of drawing 10 and drawing 11 to the probe exterior by the heat transfer member 22 as a means to prevent the heat generated within the probe from getting across to a body surface was taken.

[0012]

[Problem(s) to be Solved by the Invention]However, the exhaust heat mechanism of the above conventional ultrasound probes was not necessarily able to be said to be sufficient thing. For this reason, in order to fulfill a standard conventionally, various restrictions were imposed on the impressed electromotive force to the piezoelectric transducer 10, the construction material of the piezoelectric transducer 10, amplification, circuit structure of the built-in electronic circuit 18, etc. that the calorific value inside an ultrasound probe should be reduced. These restrictions had become an obstacle at the time of acquiring a high S/N ratio and quality picture in conventional ultrasonic diagnostic equipment.

[0013]In particular, in the ultrasound probe of structure like drawing 10 or drawing 11, since the distance of the part piezoelectric transducer 10 and a body surface without an acoustic lens was approaching, generation of heat of this piezoelectric

transducer 10 got across to the body surface easily, and had become a serious problem.

[0014] This invention is made in order to solve such a problem, and it is a thing. The purpose is to provide the ultrasound probe which can reduce the quantity of the heat transmitted from the heating element inside a probe to a body surface, when generation of heat by \*\*\*\*\* becomes a problem.

[0015]

[Means for Solving the Problem] In order to attain the above-mentioned purpose, in a piezoelectric transducer and an ultrasound probe which contains a wrap monolayer or a sound matching layer of two or more layers for this piezoelectric transducer, an ultrasound probe concerning this invention made one side of at least one layer of said sound matching layer a low-fever conductivity sound matching layer.

[0016] In this composition, heat from a circuit of a piezoelectric transducer or others becomes difficult to be transmitted by having made into a thermally conductive low low-fever conductivity sound matching layer a sound matching layer provided in the body surface contact surface side rather than a piezoelectric transducer to a body surface contact surface. Therefore, according to this composition, a rise in heat of a body surface contact surface of an ultrasound probe can be controlled.

[0017] Said low-fever conductivity sound matching layer is including [ a substrate and a filler of low-fever conductivity construction material distributed by this substrate ] characterized by this invention.

[0018] In this composition, a low-fever conductivity sound matching layer is formed by making a substrate distribute a filler of low-fever conductivity. As a gestalt of a filler, particles, a microfilament, sheet metal, etc. are employable. If a filler is made into particles in the air, the adiathermancy of the particle concerned can attain low-fever conductivity.

[0019] As for this invention, said low-fever conductivity sound matching layer contains a substrate with which much micropores were formed. In this composition, low-fever conductivity-ization of a sound matching layer is attained using adiabatic efficiency of micropore.

[0020] As for this invention, said low-fever conductivity sound matching layer consists of fizz material. In this composition, the adiathermancy of air bubbles inside a substrate which consists of fizz material attains low-fever conductivity-ization of a sound matching layer.

[0021] This invention was made small to such an extent that influence of attenuation according a size about a radial direction of an ultrasonic wave of air bubbles in said filler, said micropore, or said fizz material to dispersion could be disregarded. According to this composition, an increase in attenuation of ultrasonic wave by composite-izing with a substrate and a filler can be suppressed substantially.

[0022] In said low-fever conductivity sound matching layer, as for this invention, distribution density of air bubbles in said filler, said micropore, or said fizz material was made small as said piezoelectric transducer side.

[0023] According to this composition, acoustic impedance of a sound matching layer becomes so small that the body surface contact surface side is approached by having constituted so that a side with a smaller side nearer to a piezoelectric transducer and further density of air bubbles in said filler, micropore, or said fizz material might become large. According to such composition, while propagation of heat to a body surface contact surface of an ultrasound probe is controlled, a consistency operation of acoustic impedance between a piezoelectric transducer and a living body improves.

[0024]

[Embodiment of the Invention] Hereafter, the embodiment of the ultrasound probe concerning this invention is described based on a drawing.

[0025] Drawing 1 is a sectional view showing the composition of the suitable embodiment of the ultrasound probe concerning this invention. In drawing 1, the same numerals are given to the component which is the same as that of the conventional composition shown in drawing 10, or is equivalent to it, and the explanation is omitted to it.

[0026] That it is characteristic in the composition of drawing 1 is the point that the low-fever conductivity sound matching layer 140 is formed in the body surface

contact surface side of the piezoelectric transducer 10. That is, in this embodiment, the heat from the piezoelectric transducer 10 or the built-in electronic circuit 18 is prevented from getting across to the living body 200 by making one of the sound matching layers provided between the piezoelectric transducer 10 and the living body 200 surface into the low-fever conductivity sound matching layer 140 which consists of a good material of low-fever conductivity. As a material of the low-fever conductivity sound matching layer 140, Since the material which is satisfied with single material of both low-fever conductivity and an acoustic feature is not known at present, in this embodiment. Resin, ceramics, etc., such as an epoxy resin generally used as a material of a sound matching layer, are used as a substrate, and what distributed a majority of those substrates and formed the particles which consist of a thermally conductive low material rather than this substrate is used as the low-fever conductivity sound matching layer 140. In drawing 1, in order to keep an air layer from being made between an ultrasound probe and the living body 200, the gel 25 is used.

[0027]Drawing 5 is a sectional view showing the structure of the low-fever conductivity sound matching layer 140 in detail, as shown in drawing 5, into the substrate 140a which consists of epoxy resins etc., it is made to mix and distribute and the low-fever conductivity sound matching layer 140 forms the thermally conductive low low-fever conductivity particles 142. It is preferred to use the particles which consist of rubber materials, such as silicone, as the low-fever conductivity particles 142.

[0028]The adiathermancy of air can also be used as the low-fever conductivity sound matching layer 140. That is, adiabatic efficiency can be heightened by distributing many minute air bubbles in the substrate 140a. As concrete composition of such a low-fever conductivity sound matching layer 140, what distributed the particles etc. which consist of hollow glass particles or various kinds of fizz resin is mentioned, for example into the substrate 140a. In addition, the low-fever conductivity sound matching layer 140 by which a majority of such minute bubbles were distributed can be formed also by using the substrate 140a itself as fizz materials, such as foamed resin and foaming ceramics. As shown in drawing 6, the thing in which much micropores 144 were formed is also employable as the substrate 140a of resin or ceramics as the low-fever conductivity sound matching layer 140. In these composition, it is also possible to fill up air bubbles and micropore with good resin of low-fever conductivity, and to improve strength of structure and an acoustic feature.

[0029]What distributed the microfilament which consists of low-fever conductivity construction material instead of low-fever conductivity particles in the substrate 140a can also be used as the low-fever conductivity sound matching layer 140. As shown in drawing 7, the thing which made the low-fever conductivity sheet metal 146 distribute and laminate in the substrate 140a instead of low-fever conductivity particles can also be used as the low-fever conductivity sound matching layer 140.

[0030]In such a low-fever conductivity sound matching layer 140, in order to maintain acoustic features, such as a transmission efficiency of an ultrasonic wave, It is necessary to make it small to such an extent that the influence of the attenuation of ultrasonic wave according the size about the direction of acoustic emission of the above-mentioned low-fever conductivity particles 142, the micropore 144, a microfilament, or the low-fever conductivity sheet metal 146 (it carries out abbreviated to "particles etc." hereafter) to dispersion can be disregarded.

[0031]According to Stenzel (stainless steel TSUERU), the reflection by a rigid sphere is expressed with the following formulas.

[0032]

[Equation 1]

$$R_p = \left( \frac{2}{\pi} \frac{a}{x} \right)^{-1} |z(ka)|^{-1} \quad (1)$$

a: The radius of a rigid sphere ( $2a$ : path of a rigid sphere)

x: distance  $R_p$ : from a sound source to a rigid sphere -- reflectance (strength of reflected-sound pressure is expressed)

z: z function of Stenzel (infinite series containing a Bessel function)

k: Circular wave number ( $k=2\pi/\lambda$  and  $\lambda$  are the wavelength of an ultrasonic wave)

In an upper type (1),  $z(ka)$  expresses a dependency over an ultrasonic wavelength of reflected-sound pressure, and a path of a rigid sphere. Although low-fever conductivity particles used in this embodiment are not necessarily rigid bodies,

since a case of a rigid body is considered that reflection is the strongest, evaluation by said z function can be used as a rule of thumb of a maximum of dispersion (reflection and dispersion are physically the same) by said particle. [0033]A graph of z function of Stenzel is shown in drawing 12. according to this, z value of a function is about 1 law, and it turns out that z value of a function is small in proportion to a square of a ratio of a spherical diameter to wavelength in a place where a spherical diameter is sufficiently larger than  $1/\pi$  of wavelength in a place where a spherical diameter is sufficiently smaller conversely than  $1/\pi$  of wavelength.

[0034]According to the above, in order to maintain acoustic features, such as a transmission efficiency of an ultrasonic wave, the size about the directions of acoustic emission, such as particles, needs to fill a following formula.

[0035]

[Equation 2] $D < \lambda/n$  -- (2)

d: The size  $\lambda$  about the directions of acoustic emission, such as particles : in the wavelength  $n$ :positive number book embodiment of an ultrasonic wave, it is preferred to make  $n$  of an upper type (2) into about [ 15 or more ]. According to the graph of drawing 12, the reflected-sound pressure at the time of being referred to as  $n = 15$  becomes  $1/10$  or less [ at the time of making the size d into the wavelength grade (about / namely, /  $n = 1$ ) of an ultrasonic wave ]. An upper type (2) is a formula about a rigid body, and is considered to be a case where acoustic impedance of a rigid body is infinite and reflection of an ultrasonic wave is the strongest. On the other hand, since actual particles have acoustic impedance smaller than a rigid body, reflection of an ultrasonic wave is smaller than the case of a rigid body. Therefore, 15 or more may be a rule of thumb to the last in  $n$ , and actual particles may be enough even if it makes  $n$  smaller than 15.

[0036]In this embodiment, the shape of the low-fever conductivity particles 142 is not limited to a ball, and the sectional shape of the micropore 144 is not limited to a circle, either.

[0037]Thus, by having used the low-fever conductivity sound matching layer 140 which distributed the substrate and formed the particles of low-fever conductivity of the size etc. which fulfill a predetermined condition according to this embodiment, Since low-fever conductivity can be increased suppressing degradation of an acoustic feature to minimum, it can prevent the heat generated from the piezoelectric transducer 10 or the built-in electronic circuit 18 getting across to the living body 200 side, and the rise in heat of the body surface contact surface of an ultrasound probe can be suppressed. As a result, since the standard about temperature can be fulfilled even if it enlarges some impressed electromotive force to the piezoelectric transducer 10, scales of the built-in electronic circuit 18, etc., The flexibility of designs of an ultrasound probe, such as circuit structure of a built-in electronic circuit, impressed electromotive force to a piezoelectric transducer, selection of the material of a piezoelectric transducer, can obtain increase and a more highly efficient ultrasound probe.

[0038]Since making a substrate distribute particles of low-fever conductivity, etc. results in change to acoustic impedance as the whole sound matching layer, according to the low-fever conductivity sound matching layer of this embodiment, fine adjustment of difficult acoustic impedance is attained only with substrates, such as an epoxy resin. For example, when what consists of quality of a glass material is used as a sound matching layer by the side of a piezoelectric transducer in an ultrasonic vibrator which has a sound matching layer of two-layer structure, If what consists of an epoxy resin simple substance is used as a sound matching layer by the side of a body surface contact surface, acoustic impedance will become larger than ideal value, and a loss will arise, but. If a layer of this epoxy resin is made to distribute particles, such as silicone and hollow glass, it will become possible to reduce acoustic impedance and to bring close to ideal value.

[0039]Although an ultrasound probe which made the piezoelectric transducer 10 a concave configuration like drawing 1 was explained above, this invention can be applied, when dividing the piezoelectric transducer 10 into plurality like drawing 2, or also when forming the acoustic lens 16 like drawing 3. In drawing 2 and drawing 3, the same numerals are given to each component of drawing 1, and same component, and the explanation is omitted to them. Also in composition of drawing 2 and drawing 3, it can prevent heat generated inside an ultrasound probe getting across to the living body side by forming the low-fever conductivity sound matching

layer 140.

[0040] In the above explanation, although an example which makes one layer in a sound matching layer which consists of two-layer a low-fever conductivity sound matching layer was explained, this invention is applicable not only to such composition but an ultrasound probe only with one layer of sound matching layers and an ultrasound probe with a sound matching layer of three or more layers. In an ultrasound probe with a sound matching layer of two or more layers, the effect same also as a low-fever conductivity sound matching layer as this embodiment is theoretically acquired in which layer of two or more layers. It is also possible to make all of a sound matching layer of two or more layers into a low-fever conductivity sound matching layer.

[0041] Although drawing 1 explained an ultrasound probe including the built-in electronic circuit 18, this invention is applicable also to an ultrasound probe which does not include a built-in electronic circuit as shown in drawing 4.

[0042] Next, a modification of this embodiment is explained. Drawing 8 is a figure showing an important section section of an ultrasound probe concerning a modification of this embodiment. In the composition of drawing 1, although distribution of low-fever conductivity particles in the low-fever conductivity sound matching layer 140 was uniform, in this modification, the low-fever conductivity sound matching layer 150 which gave change is used for a distribution state of low-fever conductivity particles. From the piezoelectric transducer side, this low-fever conductivity sound matching layer 150 is formed so that distribution density of low-fever conductivity particles may become deep gradually toward the body surface contact surface side. Since acoustic impedance becomes small continuously toward the piezoelectric transducer side to the body surface contact surface side according to the low-fever conductivity sound matching layer 150 of such composition, the ideal acoustic impedance characteristic is realizable. Of course, as for the low-fever conductivity sound matching layer 150, as for this composition, the same effect as the low-fever conductivity sound matching layer 140 of drawing 1 is acquired also in that a rise in heat of a body surface contact surface is suppressed.

[0043]

[Effect of the Invention] As explained above, according to this invention, it becomes possible by having used the sound matching layer as the member of low-fever conductivity to reduce the quantity of the heat transmitted from the heating element inside an ultrasound probe to a body surface contact surface, and to suppress the rise in heat of a body surface contact surface. For this reason, since the standard about the temperature of an ultrasound probe can be fulfilled easily, the flexibility of a design of an ultrasound probe can obtain increase and a more highly efficient ultrasound probe.

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3. In the drawings, any words are not translated.

#### DESCRIPTION OF DRAWINGS

[Brief Description of the Drawings]

[Drawing 1] It is a sectional view showing the embodiment of the ultrasound probe concerning this invention.

[Drawing 2] It is a sectional view showing another example of the ultrasound probe concerning this invention.

[Drawing 3] It is a sectional view showing another example of the ultrasound probe concerning this invention.

[Drawing 4] It is a sectional view of the example which applied the low-fever

conductivity sound matching layer to the ultrasound probe without a built-in electronic circuit.

[Drawing 5] It is a sectional view showing an example of the low-fever conductivity sound matching layer which distributed low-fever conductivity particles in a substrate.

[Drawing 6] It is a perspective view showing the example of the low-fever conductivity sound matching layer which provided much micropores in a substrate.

[Drawing 7] It is a perspective view showing the example of the low-fever conductivity sound matching layer which carried out distributed lamination of the sheet metal which consists of low-fever conductivity construction material in a substrate.

[Drawing 8] It is a sectional view showing the modification of an embodiment.

[Drawing 9] It is a sectional view showing the conventional ultrasound probe.

[Drawing 10] It is a sectional view showing another example of the conventional ultrasound probe.

[Drawing 11] It is a sectional view showing another example of the conventional ultrasound probe.

[Drawing 12] It is a figure showing the graph of z function of Stenzel.

[Description of Notations]

10 A piezoelectric transducer and 12 A back support material and 14 A sound matching layer, 16 acoustic lenses, 18 A built-in electronic circuit and 20 [ Gel and 26 / A separating wall and 140,150 / A low-fever conductivity sound matching layer, 142 low-fever conductivity particles, 144 micropore, and 146 / Low-fever conductivity sheet metal. ] A probe case and 22 A heat transfer member and 24 A cable and 25

[Translation done.]

\* NOTICES \*

JPO and INPIT are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.

2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.

3. In the drawings, any words are not translated.

DRAWINGS

[Drawing 1]

[Drawing 2]

[Drawing 3]

[Drawing 4]

[Drawing 5]

[Drawing 6]

[Drawing 7]

[Drawing 8]

[Drawing 9]

[Drawing 10]

[Drawing 11]

[Drawing 12]

[Translation done.]

(19)日本国特許庁 (JP)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-75953

(43)公開日 平成10年(1998)3月24日

(51)Int.Cl.<sup>6</sup>

A 61 B 8/00

G 01 N 29/24

H 04 R 17/00

識別記号

府内整理番号

F I

技術表示箇所

A 61 B 8/00

G 01 N 29/24

H 04 R 17/00

330

330 J

審査請求 未請求 請求項の数10 O.L (全 7 頁)

(21)出願番号

特願平8-234087

(22)出願日

平成8年(1996)9月4日

(71)出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72)発明者 田淵 幸人

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ  
株式会社内

(72)発明者 佐藤 正平

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ  
株式会社内

(72)発明者 桂 秀嗣

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ  
株式会社内

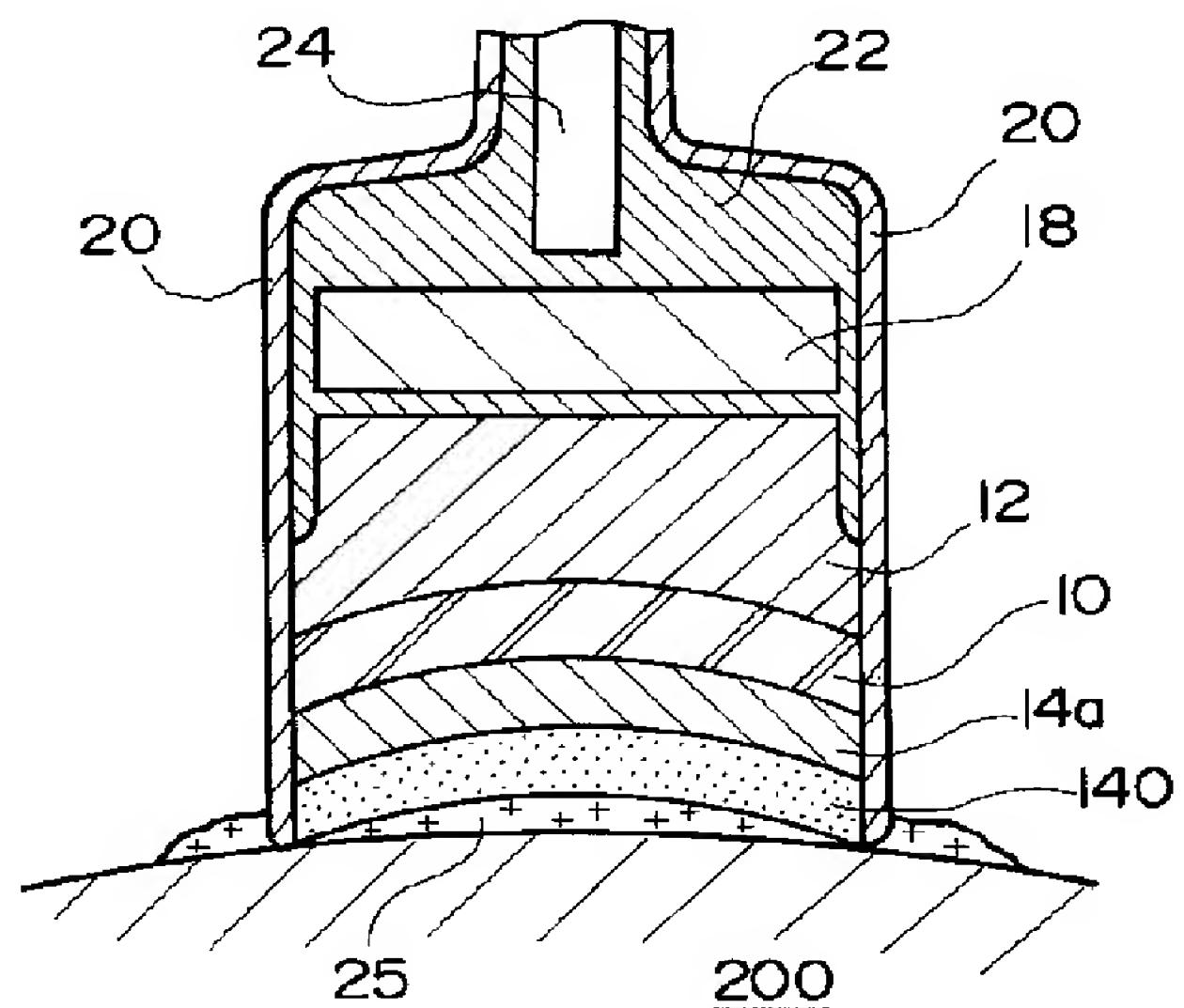
(74)代理人 弁理士 吉田 研二 (外2名)

(54)【発明の名称】 超音波探触子

(57)【要約】

【課題】 超音波探触子内部の発熱体から体表に伝わる熱の量を低減する。

【解決手段】 圧電振動子10と生体200表面との間に設けられる音響整合層のうちの少なくとも一つを低熱伝導性の良い材料からなる低熱伝導性音響整合層140とする。低熱伝導性音響整合層140は、エポキシ樹脂等からなる基材の中に、シリコーン等の熱伝導性の低い材料からなる低熱伝導性微粒子を混入・分散して形成する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 圧電振動子と、この圧電振動子を覆う単層又は複数層の音響整合層と、を含む超音波探触子において、

前記音響整合層の少なくとも1つの層の一方を低熱伝導性音響整合層としたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項2】 請求項1記載の超音波探触子であって、前記低熱伝導性音響整合層は、基材とこの基材に分散された低熱伝導性材質の充填材とを含むこと特徴とする超音波探触子。

【請求項3】 請求項2記載の超音波探触子であって、前記充填材は、低熱伝導性材質からなる微粒子であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項4】 請求項3記載の超音波探触子において、前記微粒子は、中空微粒子であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項5】 請求項2記載の超音波探触子であって、前記充填材は、低熱伝導性材質からなる微細纖維であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項6】 請求項2記載の超音波探触子であって、前記充填材は、低熱伝導性材質からなる薄板であることを特徴とする超音波探触子。

【請求項7】 請求項1記載の超音波探触子において、前記低熱伝導性音響整合層は、所定材質の基材に多数の微小孔を形成して成ること特徴とする超音波探触子。

【請求項8】 請求項1に記載の超音波探触子において、

前記低熱伝導性音響整合層は、発泡性の基材からなることを特徴とする超音波探触子。

【請求項9】 請求項2～請求項8のいずれかに記載の超音波探触子において、

前記充填材又は前記微小孔又は前記発泡性基材の気泡の超音波の放射方向についての寸法を、散乱による減衰の影響を無視できる程度に小さくしたことを特徴とする超音波探触子。

【請求項10】 請求項2～請求項9のいずれかに記載の超音波探触子において、

前記低熱伝導性音響整合層において、前記圧電振動子側ほど前記充填材又は前記微小孔又は前記発泡性基材の気泡の分布密度を小さくしたことを特徴とする超音波探触子。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、医用超音波診断装置に用いる超音波探触子に関する。

## 【0002】

【従来の技術】超音波探触子は、圧電振動子の電気音響変換作用を利用して、電気信号を超音波信号に、あるいはその逆に超音波信号を電気信号に変換する装置である。

【0003】この変換において、信号のエネルギーの一部は超音波探触子内で熱エネルギーに変わるので、探触子を稼働させた場合必然的に発熱を生じる。探触子内の発熱箇所としては、圧電振動子、背面材、音響レンズ、送受波のための内蔵電気回路等がある。圧電振動子では誘電損と機械Qが低いことによる損失によって発熱が生じ、背面材や音響レンズでは超音波吸収による損失によって発熱を生じる。また、内蔵電気回路では、回路を構成する各素子における損失等によって発熱を生じる。

【0004】一方、超音波探触子は生体の体表に当接して使用するため、JIS等の安全規格により超音波探触子の体表接触面の温度上昇には厳しい制限が課されており、従来より超音波探触子にはそのような規格を満たすための工夫がなされている。

【0005】図9、図10及び図11は、それぞれ従来の超音波探触子の内部構造を示している。図9～図11の各超音波探触子は、超音波ビームにフォーカス効果を与えるためにそれぞれ異なる方式を採用している。

【0006】まず、図9の超音波探触子では、音響レンズ16を設けることにより超音波ビームにフォーカス効果を与えていた。図9において、圧電振動子10は、探触子ケース20内において背面支持材12上に固定されている。圧電振動子10の背面支持材12と反対側、すなわち体表接触面側は、生体との音響インピーダンスの整合をはかるための音響整合層14で覆われている。音響整合層14の材料としては、音響インピーダンスの値が圧電振動子と生体との中間的な値となるエポキシ樹脂等が用いられる。なお、この例では、圧電振動子10から生体までの音響インピーダンスを段階的に少しづつ変えるために、音響整合層14は、音響インピーダンスが互いに異なる材料からなる2つの層14a及び14bによって構成されている。

【0007】音響整合層14の体表接触面側には、超音波ビームをフォーカスさせるための音響レンズ16が設けられている。そして、背面支持材12の圧電振動子10と反対側には、圧電振動子10と電気的に接続され送受信制御等を行う内蔵電子回路18が設けられている。この内蔵電子回路18は、ケーブル24によって超音波診断装置本体に接続されている。

【0008】そして、この超音波探触子においては、圧電振動子10や内蔵電子回路18等の発熱体の近傍に熱伝導性の良い伝熱部材22を配置することにより、発生した熱を伝熱部材22を介して探触子外部に素早く排熱し、体表接触面側に伝わる熱をできるだけ少なくしている。

【0009】また、図10の超音波探触子は、圧電振動子10等の形状を凹面状にすることにより、超音波ビームをフォーカスさせている。すなわち、図10の構成では、音響レンズを用いず、圧電振動子10及び音響整合

層14を凹面形状とすることによりフォーカス効果を得ている。図10の他の構成は図9の構成と同様である。図9のように音響レンズを設けた場合、使用する超音波の周波数が高くなると音響レンズによる減衰が無視できないものとなり、感度不足になる可能性も出てくる。このため、高周波の超音波を用いる超音波探触子には、図10のような音響レンズのない構成が採用されることがある。

【0010】また、図11の超音波探触子では、圧電振動子10が分離壁26により複数の振動素子に分割されている。図11の構成は、送受信時における各振動素子の電気信号の位相を制御することにより超音波ビームをフォーカスさせる。なお、この構成では、音響整合層14も圧電振動子10に合わせて複数に分割されている。図11の構成では、制御機構は複雑になるもののフォーカスを可変にできるため、体表に近いところから遠いところまで良好な分解能が得られる。

【0011】図10及び図11の構成でも、探触子内で発生した熱が体表に伝わるのを防止する手段としては、伝熱部材22によって探触子外部に排熱する方法が採られていた。

#### 【0012】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、上述のような従来の超音波探触子の排熱機構は必ずしも十分なものとは言えなかった。このため、従来は、規格を満たすために超音波探触子内部の発熱量を低減すべく、圧電振動子10への印加電圧や、圧電振動子10の材質、内蔵電子回路18の増幅度や回路規模等に様々な制約を課していた。これらの制約は、従来の超音波診断装置において、高S/N比、高品質の画像を得る際の障害となっていた。

【0013】特に、図10や図11のような構造の超音波探触子では、音響レンズがない分圧電振動子10と体表面との距離が接近しているため、この圧電振動子10の発熱は体表面に伝わりやすく、重大な問題となっていた。

【0014】本発明はこのような問題点を解決するためになされたものであり、圧電振動子や内部回路での発熱が問題になる場合において、探触子内部の発熱体から体表に伝わる熱の量を低減することができる超音波探触子を提供することを目的とする。

#### 【0015】

【課題を解決するための手段】前述の目的を達成するために、本発明に係る超音波探触子は、圧電振動子と、この圧電振動子を覆う単層又は複数層の音響整合層とを含む超音波探触子において、前記音響整合層の少なくとも1つの層の一方を低熱伝導性音響整合層としたことを特徴とする。

【0016】この構成では、圧電振動子よりも体表接触面側に設けられる音響整合層を熱伝導性の低い低熱伝導

性音響整合層としたことにより、圧電振動子やその他の回路からの熱は体表接触面まで伝わりにくくなる。従って、この構成によれば、超音波探触子の体表接触面の温度上昇を抑制することができる。

【0017】また、本発明は、前記低熱伝導性音響整合層が、基材とこの基材に分散された低熱伝導性材質の充填材とを含むこと特徴とする。

【0018】この構成では、低熱伝導性音響整合層を、基材に低熱伝導性の充填材を分散させることにより形成する。充填材の形態としては、微粒子、微細纖維、薄板等を採用することができる。充填材を中空の微粒子とすれば、当該微粒子の断熱性により低熱伝導性を達成することができる。

【0019】また、本発明は、前記低熱伝導性音響整合層が、多数の微小孔が形成された基材を含むことを特徴とする。この構成では、微小孔の断熱効果を利用して、音響整合層の低熱伝導性化を達成する。

【0020】また、本発明は、前記低熱伝導性音響整合層が、発泡性材料からなることを特徴とする。この構成では、発泡性材料からなる基材の内部の気泡の断熱性により、音響整合層の低熱伝導性化を達成する。

【0021】また、本発明は、前記充填材又は前記微小孔又は前記発泡性材料中の気泡の超音波の放射方向についての寸法を、散乱による減衰の影響を無視できる程度に小さくしたことを特徴とする。この構成によれば、基材と充填材との複合化による超音波減衰の増加を大幅に抑えることができる。

【0022】また、本発明は前記低熱伝導性音響整合層において、前記圧電振動子側ほど前記充填材又は前記微小孔又は前記発泡性材料中の気泡の分布密度を小さくしたことを特徴とする。

【0023】この構成によれば、前記充填材又は微小孔又は前記発泡性材料中の気泡の密度が圧電振動子に近い側ほど小さく遠い側ほど大きくなるように構成したことによって、音響整合層の音響インピーダンスは体表接触面側に近づくほど小さくなる。このような構成によれば、超音波探触子の体表接触面への熱の伝搬が抑制されるとともに、圧電振動子と生体との間の音響インピーダンスの整合作用が向上する。

#### 【0024】

【発明の実施の形態】以下、本発明に係る超音波探触子の実施形態を図面に基づいて説明する。

【0025】図1は、本発明に係る超音波探触子の好適な実施形態の構成を示す断面図である。図1において、図10に示した従来の構成と同一もしくはそれに相当する構成要素には、同一の符号を付してその説明を省略する。

【0026】図1の構成において特徴的なことは、圧電振動子10の体表接触面側に、低熱伝導性音響整合層140が設けられている点である。すなわち、本実施形態

では、圧電振動子10と生体200表面との間に設けられる音響整合層のうちの一つを低熱伝導性の良い材料からなる低熱伝導性音響整合層140とすることにより、圧電振動子10や内蔵電子回路18からの熱が生体200へ伝わるのを防止している。低熱伝導性音響整合層140の材料としては、単一材料で低熱伝導性と音響特性との両方を満足する材料が現在のところ知られていないので、本実施形態では、音響整合層の材料として一般的に用いられるエポキシ樹脂等の樹脂やセラミックス等を基材とし、この基材よりも熱伝導性の低い材料からなる微粒子をその基材に多数分散させて形成したものを低熱伝導性音響整合層140として用いている。なお、図1においては、超音波探触子と生体200との間に空気層ができるないようにするために、ゲル25が用いられている。

【0027】図5は、低熱伝導性音響整合層140の構造を詳しく示した断面図であり、図5に示すように、低熱伝導性音響整合層140は、エポキシ樹脂等からなる基材140a中に、熱伝導性の低い低熱伝導性微粒子142を混入・分散させて形成したものである。低熱伝導性微粒子142としては、シリコーン等のゴム材からなる微粒子を用いることが好適である。

【0028】また、低熱伝導性音響整合層140としては、空気の断熱性を利用することもできる。すなわち、基材140aの中に微小な気泡を多数分散させることにより、断熱効果を高めることができる。このような低熱伝導性音響整合層140の具体的な構成としては、例えば基材140a中に中空ガラス粒子や各種の発泡性樹脂からなる微粒子等を分散させたものが挙げられる。また、このほかに、基材140a自体を発泡樹脂や発泡セラミック等の発泡性材料とすることによっても、このような微小気泡が多数分散された低熱伝導性音響整合層140を形成することができる。また、図6に示すように、樹脂やセラミックスの基材140aに微小孔144を多数形成したものを、低熱伝導性音響整合層140として採用することもできる。更には、これらの構成において、気泡や微小孔に低熱伝導性の良い樹脂を充填し、構造強度や音響特性を改善することも可能である。

【0029】また、低熱伝導性音響整合層140として、低熱伝導性微粒子の代わりに低熱伝導性材質からなる微細纖維を基材140a中に分散させたものを用いることもできる。また、図7に示すように低熱伝導性音響整合層140として、低熱伝導性微粒子の代わりに低熱伝導性薄板146を基材140a中に分散して積層させたものを用いることもできる。

【0030】このような低熱伝導性音響整合層140において、超音波の伝達効率等の音響特性を維持するためには、前述の低熱伝導性微粒子142、微小孔144、微細纖維又は低熱伝導性薄板146（以下、「微粒子等」と略する）の超音波放射方向についての寸法を、散

乱による超音波減衰の影響を無視できる程度に小さくする必要がある。

【0031】Stenzel（ステンツェル）によれば、剛体球による反射は以下の式で表される。

【0032】

【数1】

$$R_p = (2a/x) \cdot |z(ka)| \quad \dots (1)$$

a：剛体球の半径（2a：剛体球の径）

x：音源から剛体球までの距離

R<sub>p</sub>：反射率（反射音圧の強さを表す）

z : Stenzel の z 関数（ベッセル関数を含む無限級数）

k : 波長定数 ( $k = 2\pi/\lambda$ 、 $\lambda$  は超音波の波長)

上式(1)において、z(ka)は、反射音圧の超音波波長及び剛体球の径に対する依存性を表している。本実施形態において用いる低熱伝導性微粒子等は必ずしも剛体ではないが、剛体の場合が最も反射が強いと考えられるので、前記 z 関数による評価を、前記微粒子等による散乱（反射と散乱とは物理的に同一である）の上限の目安として用いることができる。

【0033】図12に、Stenzel の z 関数のグラフを示す。これによると、球径が波長の  $1/\pi$  より十分大きいところでは z 関数の値はほぼ一定であり、逆に球径が波長の  $1/\pi$  より十分小さいところでは、z 関数の値は球径と波長の比の 2乗に比例して小さくなっていることがわかる。

【0034】以上によれば、超音波の伝達効率等の音響特性を維持するためには、微粒子等の超音波放射方向についての寸法は次式を満たす必要がある。

【0035】

$$[数2] d < \lambda/n \quad \dots (2)$$

d : 微粒子等の超音波放射方向についての寸法

$\lambda$  : 超音波の波長

n : 正数

本実施形態においては、上式(2)の n を 1.5 程度以上にすることが好適である。図12のグラフによれば、n = 1.5とした場合の反射音圧は、寸法 d を超音波の波長程度（すなわち n = 1 程度）にした場合の  $1/10$  以下となる。上式(2)は剛体に関する式であり、剛体は音響インピーダンスが無限大で、超音波の反射が最も強い場合と考えられる。これに対して、実際の微粒子等は音響インピーダンスが剛体よりも小さいので、超音波の反射は剛体の場合より小さい。従って、n が 1.5 以上というのではなくて目安であり、実際の微粒子等では n を 1.5 より小さくしても十分な場合もある。

【0036】なお、本実施形態において、低熱伝導性微粒子142の形状は球に限定されるものではなく、また微小孔144の断面形状も円に限定されるものではない。

【0037】このように、本実施形態によれば、所定条

件を満たす大きさの低熱伝導性の微粒子等を基材に分散させて形成した低熱伝導性音響整合層140を用いたことにより、音響特性の劣化を最低限に抑えつつ低熱伝導性を増すことができるので、圧電振動子10や内蔵電子回路18から発生する熱が生体200側に伝わるのを防ぎ、超音波探触子の体表接触面の温度上昇を抑えることができる。この結果、圧電振動子10への印加電圧や内蔵電子回路18の規模等を多少大きくしても、温度に関する規格を満たすことができるので、内蔵電子回路の回路規模、圧電振動子への印加電圧や圧電振動子の材料の選択等、超音波探触子の設計の自由度が増し、より高性能の超音波探触子を得ることができる。

【0038】また、基材に低熱伝導性の微粒子等を分散させることは音響整合層全体としての音響インピーダンスに変化をもたらすので、本実施形態の低熱伝導性音響整合層によれば、エポキシ樹脂等の基材だけでは困難であった音響インピーダンスの微調整が可能になる。例えば、2層構造の音響整合層を有する超音波振動子において、圧電振動子側の音響整合層としてガラス材質からなるものを用いた場合、体表接触面側の音響整合層としてエポキシ樹脂単体からなるものを用いると音響インピーダンスが理想値より大きくなつてロスが生じるが、このエポキシ樹脂の層にシリコーンや中空ガラス等の微粒子を分散させれば、音響インピーダンスを低下させて理想値に近づけることが可能となる。

【0039】以上では、図1のごとく圧電振動子10を凹面形状にした超音波探触子について説明したが、本発明は、図2のように圧電振動子10を複数に分割する場合や、図3のように音響レンズ16を設ける場合にも適用可能である。図2及び図3において、図1の各構成要素と同様の構成要素には、同一の符号を付してその説明を省略する。図2及び図3の構成においても、低熱伝導性音響整合層140を設けることにより、超音波探触子内部で発生した熱が生体側に伝わるのを防ぐことができる。

【0040】なお、以上の説明においては、2層からなる音響整合層のうちの1層を低熱伝導性音響整合層とする例について説明したが、本発明はこのような構成に限らず、音響整合層が1層しかない超音波探触子や3層以上の音響整合層を持つ超音波探触子にも適用可能である。複数層の音響整合層を持つ超音波探触子では、原理的には複数の層のうちのどの層を低熱伝導性音響整合層としても、本実施形態と同様の効果が得られる。また、複数層の音響整合層をすべて低熱伝導性音響整合層とすることも可能である。

【0041】また、図1では内蔵電子回路18を含む超音波探触子について説明したが、本発明は、図4に示すような内蔵電子回路を含まない超音波探触子にも適用可能である。

【0042】次に、本実施形態の変形例について説明す

る。図8は、本実施形態の変形例に係る超音波探触子の要部断面を示した図である。図1の構成では、低熱伝導性音響整合層140内の低熱伝導性微粒子の分布は一様であったが、この変形例では、低熱伝導性微粒子の分布状態に変化を持たせた低熱伝導性音響整合層150を用いている。この低熱伝導性音響整合層150は、圧電振動子側から体表接触面側に向かって低熱伝導性微粒子の分布密度が次第に濃くなつていくように形成されている。このような構成の低熱伝導性音響整合層150によれば、音響インピーダンスが圧電振動子側から体表接触面側に向かって連続的に小さくなつていくので、理想的な音響インピーダンス特性を実現することができる。もちろん、この構成は、低熱伝導性音響整合層150は、体表接触面の温度上昇を抑えるという点でも図1の低熱伝導性音響整合層140と同様の効果が得られる。

#### 【0043】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、音響整合層を低熱伝導性の部材としたことにより、超音波探触子内部の発熱体から体表接触面に伝わる熱の量を低減して体表接触面の温度上昇を抑えることが可能となる。このため、超音波探触子の温度に関する規格を容易に満たすことができるので、超音波探触子の設計の自由度が増し、より高性能の超音波探触子を得ることができる。

#### 【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明に係る超音波探触子の実施形態を示す断面図である。

【図2】 本発明に係る超音波探触子の別の例を示す断面図である。

【図3】 本発明に係る超音波探触子の別の例を示す断面図である。

【図4】 内蔵電子回路のない超音波探触子に低熱伝導性音響整合層を適用した例の断面図である。

【図5】 基材に低熱伝導性微粒子を分散させた低熱伝導性音響整合層の一例を示す断面図である。

【図6】 基材に多数の微小孔を設けた低熱伝導性音響整合層の例を示す斜視図である。

【図7】 基材に低熱伝導性材質からなる薄板を分散積層した低熱伝導性音響整合層の例を示す斜視図である。

【図8】 実施形態の変形例を示す断面図である。

【図9】 従来の超音波探触子を示す断面図である。

【図10】 従来の超音波探触子の別の例を示す断面図である。

【図11】 従来の超音波探触子の別の例を示す断面図である。

【図12】 Stenze1のz関数のグラフを示す図である。

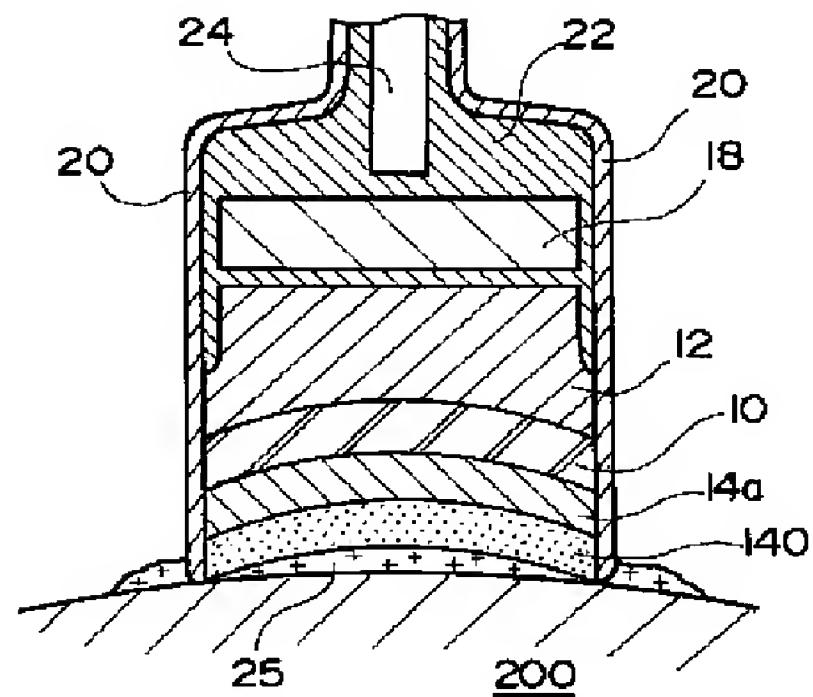
#### 【符号の説明】

10 圧電振動子、12 背面支持材、14 音響整合層、16 音響レンズ、18 内蔵電子回路、20 探

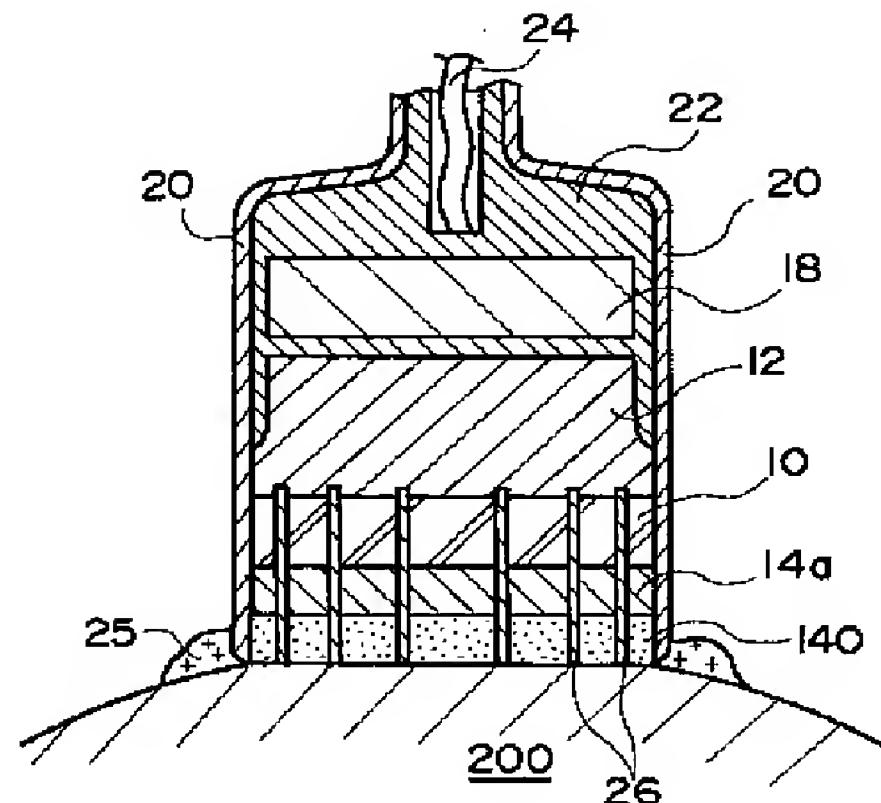
触子ケース、22 伝熱部材、24 ケーブル、25  
ゲル、26 分離壁、140, 150 低熱伝導性音響

整合層、142 低熱伝導性微粒子、144 微小孔、1  
46 低熱伝導性薄板。

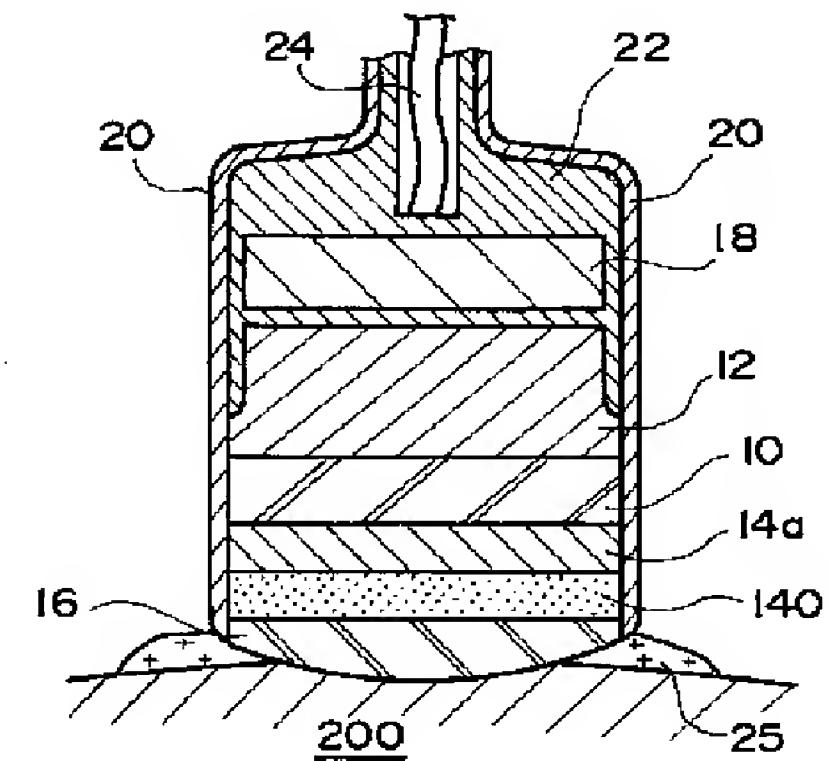
【図1】



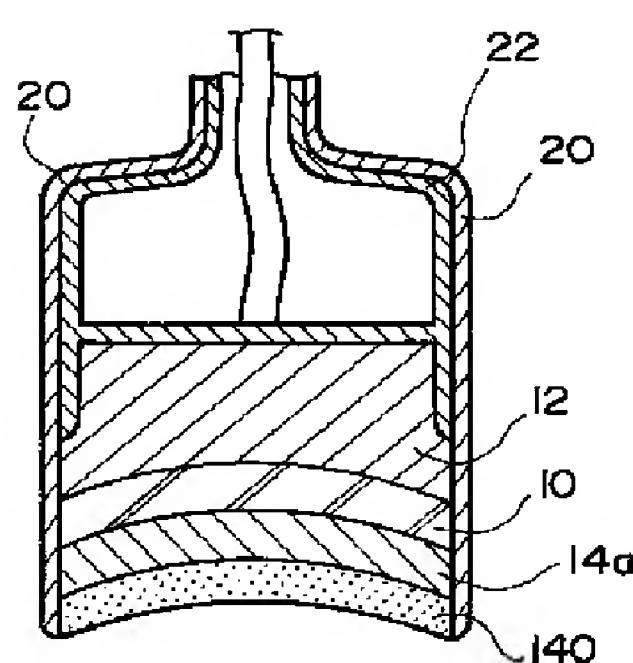
【図2】



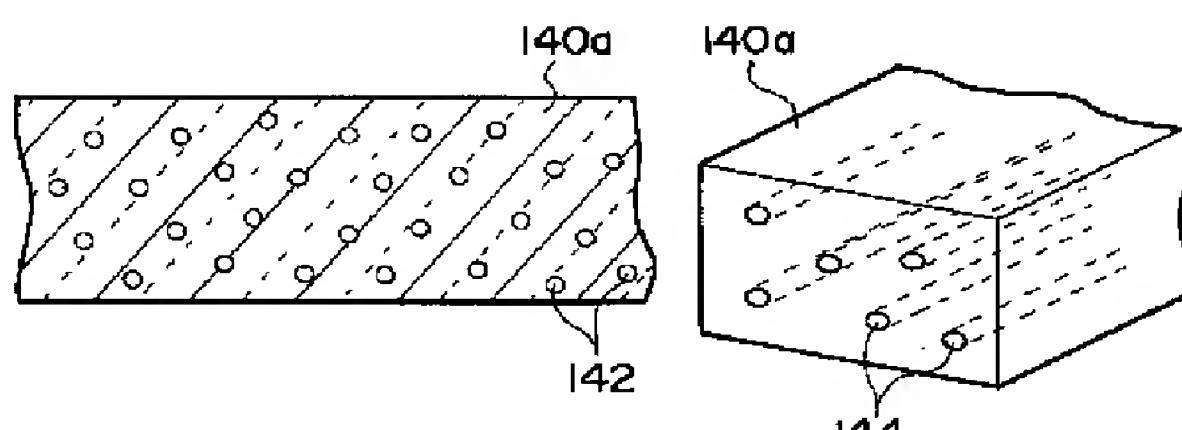
【図3】



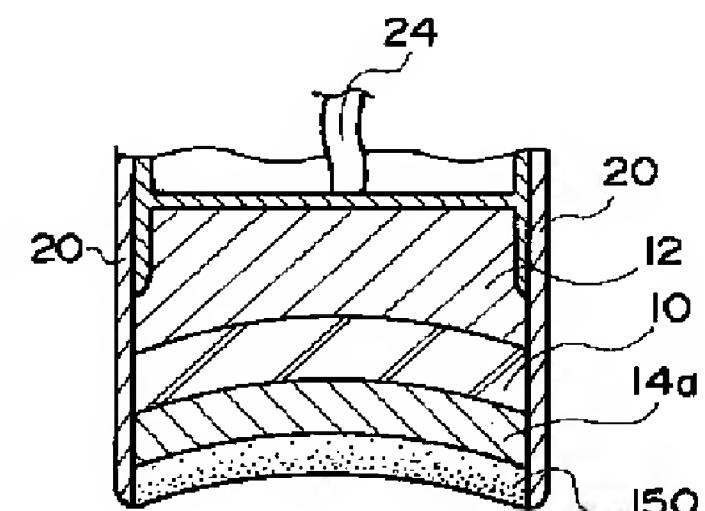
【図4】



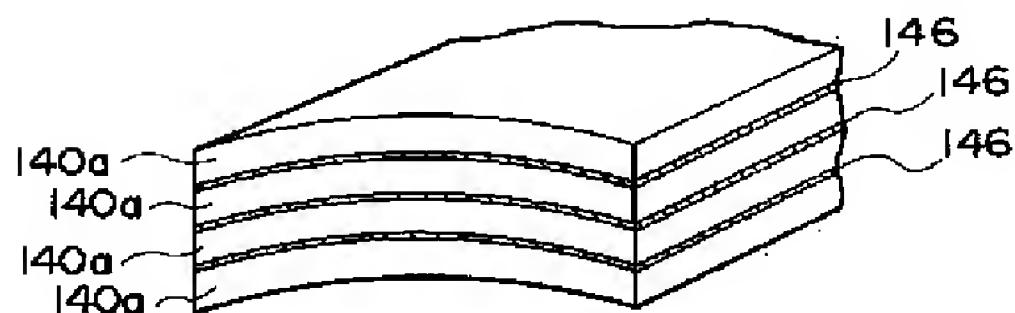
【図5】



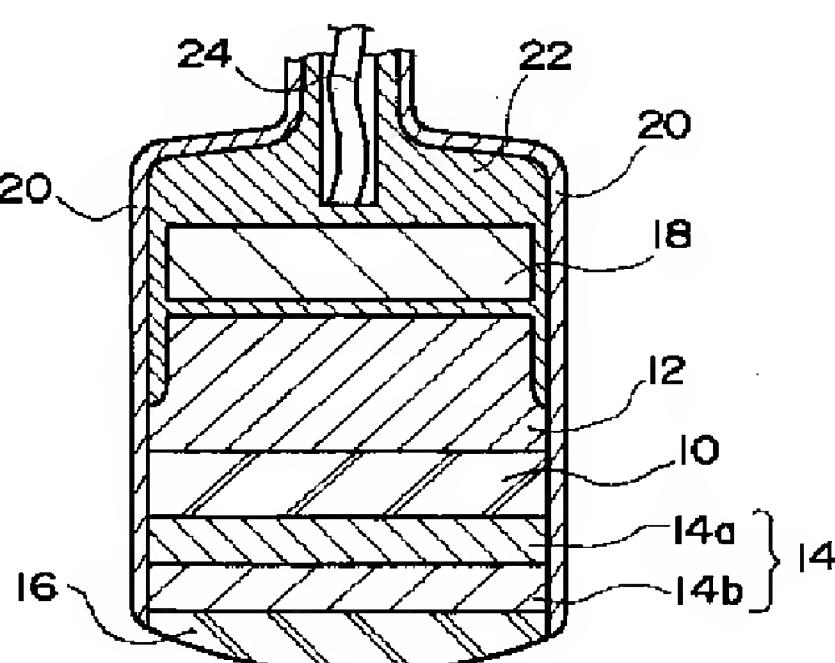
【図6】



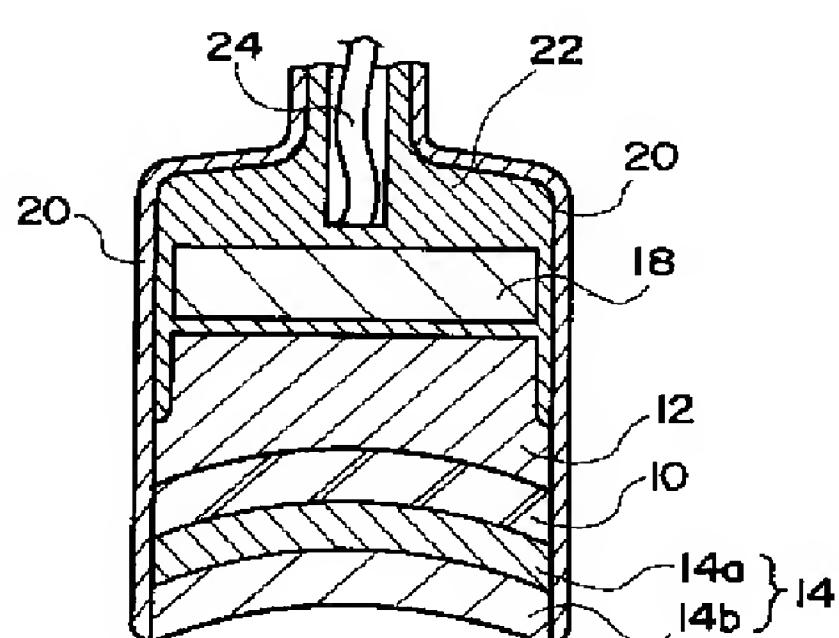
【図7】



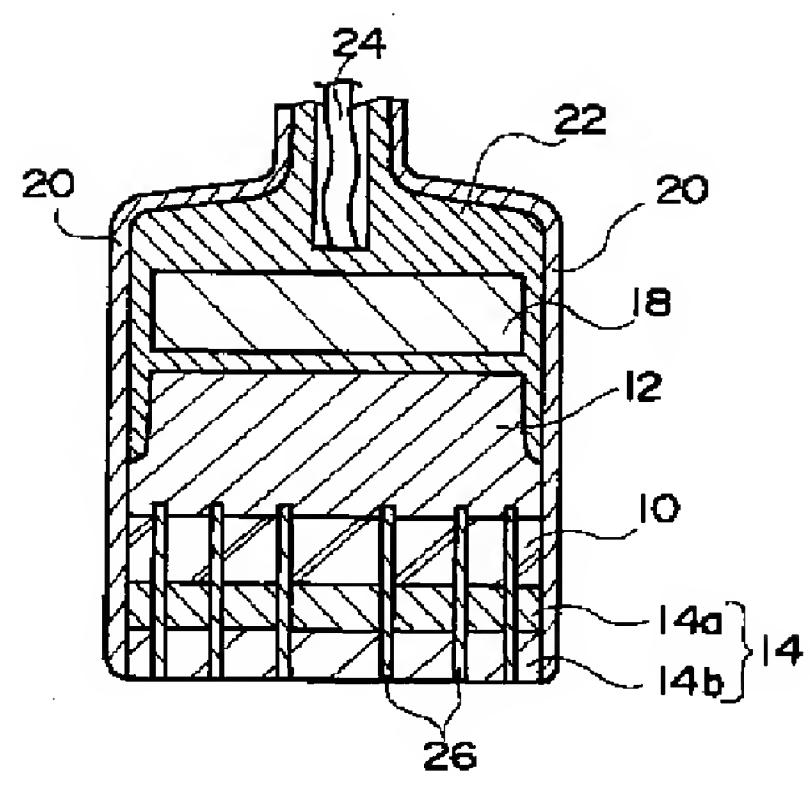
【図8】



【図9】



【図11】



【図12】

